

車いす前輪上げ時の負荷とティッピングレバー位置の影響に関するシミュレーション解析

中村孝文* 三上ゆみ** 田内雅規*

要旨

目的：介助用車いすのティッピングレバー（TPL）位置と前輪上げ動作負担感との関係をシミュレーション計算により調べ、TPL 上げ時の負担に及ぼす身体的要素の影響を検討した。方法：前輪上げに必要な TPL 踏力を TPL 位置、踏力の大きさと方向、発生するトルクの関係から力学的に求め、その踏力を発生する膝関節伸展に必要な大腿四頭筋力で負担感をシミュレートした。更に股関節角度の影響を想定した係数を投入したシミュレーションも行った。結果：実験的に求めた負担の空間特性は TPL 後輪軸からの水平距離の増加に対して直線的に減少し、床からの高さの増加に対して飽和傾向を示す。股関節角度を考慮に入れない膝関節のみによるシミュレーション結果では負担は後輪軸からの水平距離について直線的に減少したが、床からの高さについても直線的に増加し、実験結果と異なった。股関節角度の影響を考慮した結果は床からの高さに対して飽和傾向を示し、実験結果と近似した。結論：シミュレーション解析の結果、股関節角度が負担感の非線形特性の要因と考えられた。

キーワード：介助用車いす、ティッピングレバー、負担、シミュレーション、関節角度

1. 緒言

人が健康的な社会生活を送るために移動は欠かせない。昨今、高齢者人口が増加し、内閣府調査¹⁾によると 65 歳以上の高齢者人口は過去最高の 3,079 万人、高齢化率 24.1% となり、内 65～74 歳 12.2%、75 歳以上 11.9% と高齢化が進んでいることが示されている。そのため、高齢化などで歩行困難者が増加する傾向にあるが、QOL の高い生活を送るためにも移動を積極的に行い社会参加の機会を増やすことが必要である。

歩行困難者の移動の支援には車いすが有用であり^{2,3)}、近年の高齢化によりその使用機会は増えつつある。高齢者が主に利用する介助用車いすを操作する介助者は、路面状況等を確認しながら乗車者の安全と快適さに注意して移動介助を行う。そのため、移動環境は介助時の体力的及び精神的負担に大きく影響し、ひいては被介助者の快適性にも影響する。我が国ではバリアフリー化が進んでいるが⁴⁾、不陸路面の走行や段差の乗り越えなどの場面も依然として

多い。これらの場合、前輪上げ動作を行って後輪だけで通過する手法が一般的である。しかしこの操作は介助者の技術や体力に頼るところが大きいため、操作技術が未熟であったり、操作に必要な体力が不十分な場合には介助者の体力的負担が大きい。

この問題を解決する一つの方策として車いすの改良が挙げられるが、中でも注目すべき点はティッピングレバー（以下 TPL と略す）である⁵⁾。TPL は構造的に後輪ハブ軸下部のフレームを後方に延長したものであり、後輪車軸を支点にしたテコの原理を用いて踏み下ろし、ハンドルにかけた手や腕での押し下げとの協働動作で前輪を上げる⁶⁾。しかし、現状の TPL は (1) 後輪軸から TPL 先端までの水平距離が 15cm 前後と短く力学的に不利である、(2) 高さが介助者の体格によっては高すぎる可能性がある、(3) 後輪のすぐ内側に沿っているために足をかけにくく姿勢も不安定になりやすい等の問題がある。これらは何れも体力や姿勢維持機能に関係するため、高齢の配偶者や非力な女性にとっては困難な

* 岡山県立大学保健福祉学部保健福祉学科

** 岡山県立大学大学院保健福祉学研究科

〒719-1197 岡山県総社市窪木 111

〒719-1197 岡山県総社市窪木 111

作業であり介助時の大きな問題となる。

そこで我々は TPL 位置に着目し、TPL の位置を様々に変えて前輪上げ下げ動作時に腕、脚、腰へかかる負担の空間的分布を被験者による内省から実験的に求め、負担の少ない TPL 位置を検討した⁷⁾。その結果、後輪車軸からの水平距離 225cm で高さ 125mm を中心とした位置が適当であることがわかった。また、負担の空間分布特性は単純な線形力学的解析から予測される結果とは異なることも明らかになった。その様な非線形な負担感の発生は、TPL の位置や前輪を上げるに必要な力等の物理的要素に加え、動作時の下肢部の関節角度や心理的要因等のパラメータが複合して生ずると考えられ、負担の所在を明らかにするにはそれらを理論的に検討する必要がある。そこで本論文では各種パラメータが負担感に及ぼす影響を明らかにする目的で、まず物理的（力学的）解析を行い、そこに心理要素と関節角度の要素を加える手順でシミュレーションを行うことを課題とした。その結果、股関節角度が負担感に大きく影響することが推定されたので報告する。

2. 実験方法

2-1 実験概要

図 1 に示す TPL 位置調整アダプターにより TPL 位置を変え、前輪上げ・下げ時の腕、脚、腰部の負担感を測定した（方法の詳細は文献 7 参照）。

2-2 シミュレーション方法

図 2 に TPL 位置、踏む力の大きさと方向、発生するトルクの関係を示した。座標系として後輪車軸（TPL 動作の回転の中心でもある）を原点 $(0, 0)$ とし、 x 軸を車いす後ろ方向にプラス、 y 軸を下向き方向（床面方向）にプラスとして定めた。この座標系において TPL 位置を (x, y) 、車軸の高さを H 、TPL 高さを h 、後輪車軸から TPL までの直線距離を L 、その直線と y 軸との成す角度を θ_1 、TPL に掛けた足を踏み出す方向と y 軸との成す角度を θ 、TPL にかける力を F とする。

トルクは回転の中心から力の作用線上への垂線の長さに加えた力の大きさと積であるので、力 F により発生するトルク M は次式となる。

$$M = F \cdot L \cdot \sin(\theta_1 + \theta) \quad (1)$$

ここで図 2 より $L \cdot \sin(\theta_1 + \theta)$ は次式で表される。

$$\begin{aligned} L \cdot \sin(\theta_1 + \theta) &= x \cdot \cos \theta + y \cdot \sin \theta \\ &= x \cdot \cos \theta + (H - h) \cdot \sin \theta \end{aligned} \quad (2)$$

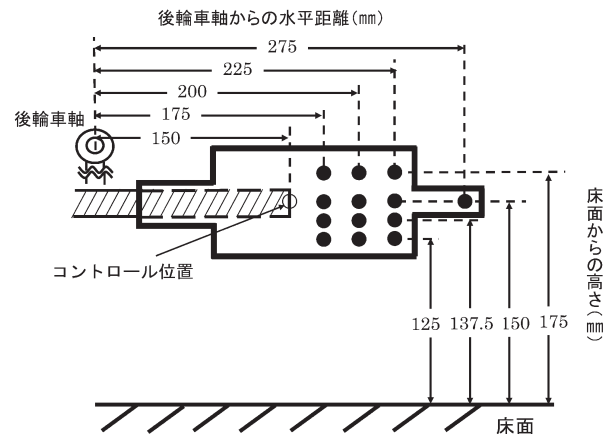


図 1 ティッピングレバー位置調整アダプター
(参考文献(7)の図 2 より引用)

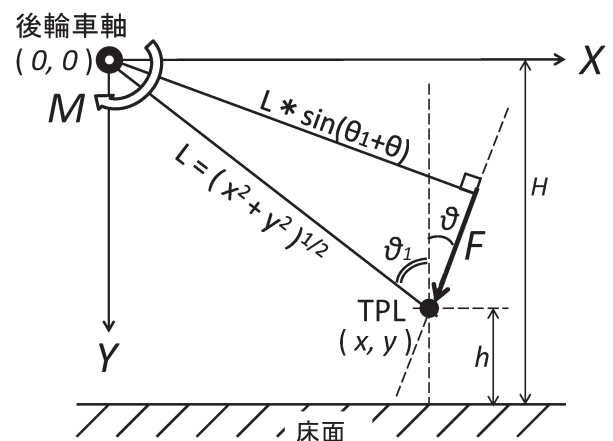


図 2 ティッピングレバー位置及び力のベクトルと前輪上げモーメント発生の関係

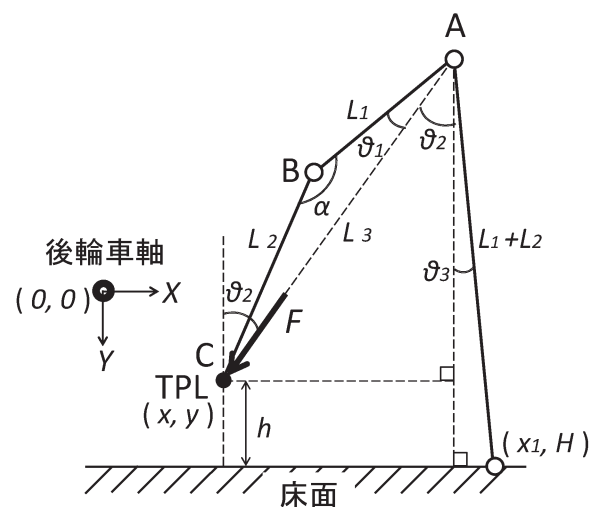


図 3 TPL 位置と TPL に掛けた下肢との関係

(1)式と(2)式より、トルク M を得るのに必要な力は、

$$F = \frac{M}{x \cdot \cos\theta + (H-h) \cdot \sin\theta} \quad -(3)$$

となる。

次に介助者が後輪軸から x_l 離れた位置に立って TPL に足を掛けた場合の膝関節角度を求める。図 3 のように大腿長 L_1 、下腿長 L_2 、股関節から TPL までの直線距離 L_3 、膝関節角度 α 、軸足を θ_3 伸展とすると、図から次の関係式が導き出される。

まず三角形 ABC において余弦定理より

$$\alpha = \cos^{-1} [(L_1^2 + L_2^2 - L_3^2) / (2L_1 \cdot L_2)] \quad -(4)$$

ここで

$$L_3^2 = L_4^2 + [(L_1 + L_2) \cdot \cos\theta_3 - h]^2$$

$$L_4 = x_l - (L_1 + L_2) \cdot \sin\theta_3 - x$$

次に $\sin\theta_2 = L_4 / L_3$ より

$$\theta_2 = \sin^{-1} (L_4 / L_3) \quad -(5)$$

また大腿四頭筋の活動により発生する踏力 P は、膝関節を伸展させる力 W と膝関節角度 α により次式で近似される⁹⁾。

$$P = W \cdot 1/2 \cdot \tan(\alpha/2) \quad -(6)$$

(1)式の F を(6)式の P で置き換えると、膝関節伸展のための力 W は次式で表わせる。

$$W = 2F / \tan(\alpha/2) \\ = 2M / \tan(\alpha/2) / (x \cos\theta + (H-h) \cdot \sin\theta) \quad -(7)$$

踏み込み角度 θ は(5)式の θ_2 に相当する。

力 W の心理量 J は感覚べき乗則⁸⁾で表わされるとすると、負担感は(8)式となる。

$$J = k \cdot W^{1.5} \quad k: \text{常数} \quad -(8)$$

次に前輪拳上に必要な力の積分を求める。今回使用した車いすでは前輪を 100mm 拳上させるには車いすを後輪車軸回りに 16 度回転させる必要がある。この回転に伴い TPL 位置 (x, y) も移動するため、TPL を踏む力の大きさと向きもそれにつれて変わる。被験者が回答するときに感じている負担は 16 度回転させる間の各角度における負担の総合量と仮定し、踏み込み開始から回転し終わる（即ち 100mm 拳上する）までの各角度における負担の積分を求めた。実際の計算では(9)式のように 0 度から 16 度まで 1 度ごとに負担感 J_i を求め、それらを合計した。

$$J_{sum} = \sum_{i=0}^{16} J_i \quad -(9)$$

次に股関節屈曲角度（図 3 の $\theta_1 + \theta_2$ ）の影響を考える。踏力は股関節角度にも関係し、いすに座って

脚を前に伸ばした状態では股関節角度が大きいと最大踏力も大きくなることが報告されている⁹⁾。そこで(9)式で得た値 J_{sum} に股関節角度の影響を表す係数を掛けて回答時の負担感とした。股関節角度の踏力に及ぼす影響量について解析的關係式はこれまで報告されていないので、今回は(10)式のように 2 次多項式で表せるものと仮定した。

$$C = a \cdot (\theta_1 + \theta_2 - b)^2 + c \quad -(10)$$

この式において C は股関節角度の影響を表す係数、 a, b, c は適当な定数である。最終的に得られる負担感

$$J_{load} = C \cdot J_{sum} \quad -(11)$$

で表した。

3. 結果

3-1 負担感測定の結果

シミュレーションとの比較のために計測結果⁷⁾の概要を図 4 に示した。A 図は後輪軸からの水平距離に対する特性、B 図は床からの高さに対する特性で図中の数字は水平距離を示す。水平距離の変化に対しては、高さ 125mm、137.5mm では距離の増加と共にほぼ直線的に減少した（図 4A）。高さ 150mm、175mm についても前者ほど直線的ではないものの水平距離が増すにつれて負担は有意に減少した。変化の範囲は、高さ 125mm で 3.35 ~ 1.79 点、137.5mm で 3.63 ~ 2.28 点、150mm で 4.04 ~ 2.56 点、175mm では 4.03 ~ 2.44 点で、変化幅は平均 1.49 点であった。高さの変化に対しては図 4B に示したように水平距離 175mm の場合は、高さ 125 ~ 137.5mm で 0.28 点、137.5 ~ 150mm で 0.42 点の増加であったが、150 ~ 175mm では 0.01 点の減少で、高さの変化による負担の変動は少なかった。水平距離が 200mm と操作者側に近づいた場合も高さが 125 ~ 137.5mm では 0.44 点であったが、137.5 ~ 150mm では 0.15 点、150 ~ 175mm では 0.38 点と平均増加率は 125 ~ 137.5mm の時に比べて減少した。水平距離 225mm の場合も同様に高さ 125 ~ 150mm では 125mm あたり 0.39 点増加であったが、150 ~ 175mm では 0.11 点の減少を示した。

以上、どの水平距離においても高さに対しては高さ 150mm 前後まではほぼ直線的に増加するがそれ以上では飽和の傾向が見られた。

3-2 シミュレーションの結果

3-2-1 股関節角度を考慮しない場合のシミュレーション結果

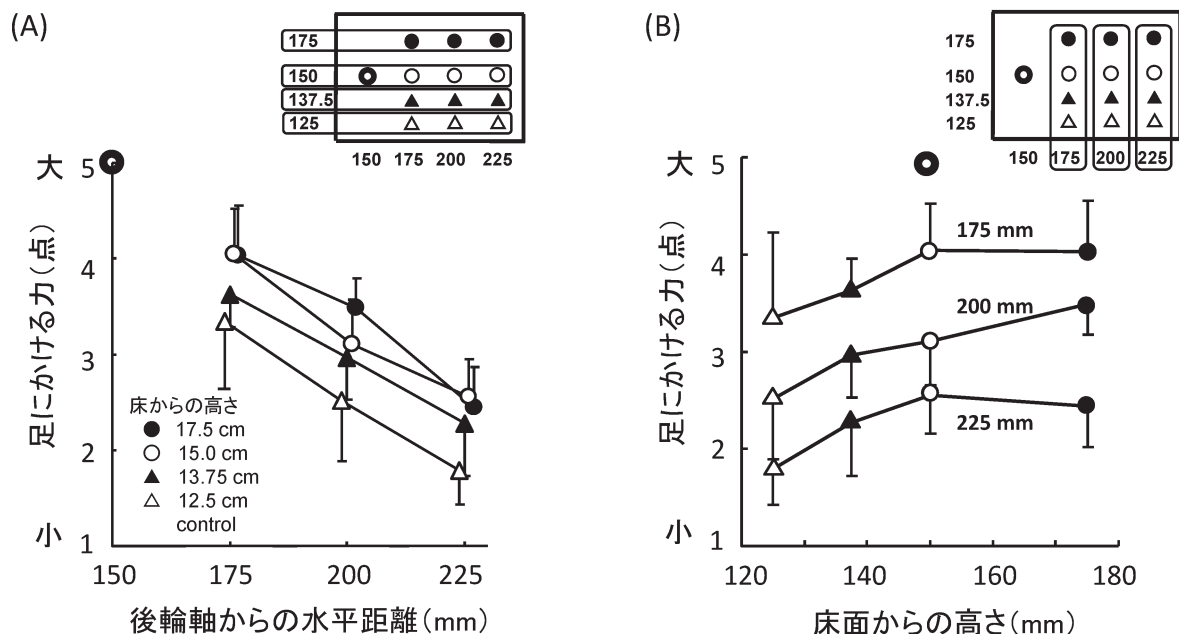


図4 前輪上げ動作時におけるティッピングレバー位置と脚にかかる負担との関係

(A) 後輪軸からの水平距離に対する特性、挿入図は TPL の測定位置を示し、横列の数字は後輪軸からの水平距離、縦列の数字は床からの高さを表す。(B) 床からの高さに対する特性 (参考文献(7)の図4より引用改変)

身長 160cm の女性を想定し $L_1=320\text{mm}$ 、 $L_2=354\text{mm}$ 、 $x_1=530\text{mm}$ 、 $x=150, 175, 200, 225\text{mm}$ 、 $h=125, 137.5, 175\text{mm}$ 、 $\theta_3=15^\circ$ として、(9)式の結果を図5に示した。A は後輪軸からの水平距離に対する特性、B は床からの高さに対する特性で、図中の数字は水平距離を表す。後輪軸からの水平距離に対する特性は距離の増加と共にほぼ直線的に減少した (図5-A)。一方、床からの高さに対しては高くなるほど負担もほぼ直線的に増加した (図5-B)。内観結果と比較すると、水平距離に対して距離の増加と共にほぼ直線的に減少する点では近似されているが、床面からの高さに対して飽和する特性までは表現されていない。

3-2-2 股関節角度を考慮した場合のシミュレーション結果

股関節角度の影響を検討するため、まず高さに対する角度の変化を調べた (図6)。高さが増すほど角度は大きくなり、125～175mm では47～61度の範囲でほぼ直線的に変化した。一方、水平距離の変化の角度への影響は3度以内と小さかった。

股関節角度は負担感に影響し、その程度は(10)式の2次関数で近似されると仮定したが、今回、実験結果の飽和傾向を表現するために各定数を $a=-0.001156$ 、 $b=45.15$ 、 $c=0.9646$ とし、その結果を図7に示した。この係数と力学的に求めた値の積(11)式から負担を計算した結果を図8に示した。後輪軸からの

水平距離に対しては直線的に減少し (図8-A)、床からの高さに対しては125mm～150mmでは増加し、150mm以上では飽和する傾向が示せた (図8-B)。

4. 考 察

4.1 負担感要因としての股関節角度の影響

我々の前回の報告⁷⁾での解析方法は、TPL 踏み込み時に必要なトルクから力を計算し、感覚べき乗則を適用して負担感をシミュレートするものであった。結果は水平距離変化に対しては直線状に減少するが、高さが増すと負担も増す特性を示して実測を表現しきれなかったため、膝や股関節の角度の影響が検討すべき課題として残った。今回は(4)～(7)式のように踏力の源として大腿四頭筋による膝関節伸展の要素を取り入れ、また踏み込み開始から前輪が上がり終えるまでの必要な力を回転角度1度刻みで積分してシミュレートした。しかし図5-Bのように高さに対する飽和特性までは表現されなかった。これらの結果の違いの理由として、力出し易さが股関節角度で異なり、その結果同じ力を出すのにも負担の大きさが異なって感じられることが考えられる。図7の係数の特性の意味であるが、力学的には高さが増す (即ち股関節角度が増す) と前輪上げに要する力も大きくなるが、股関節角度が増すと係数は2次関数的に小さくなることから股関節角度が増すと

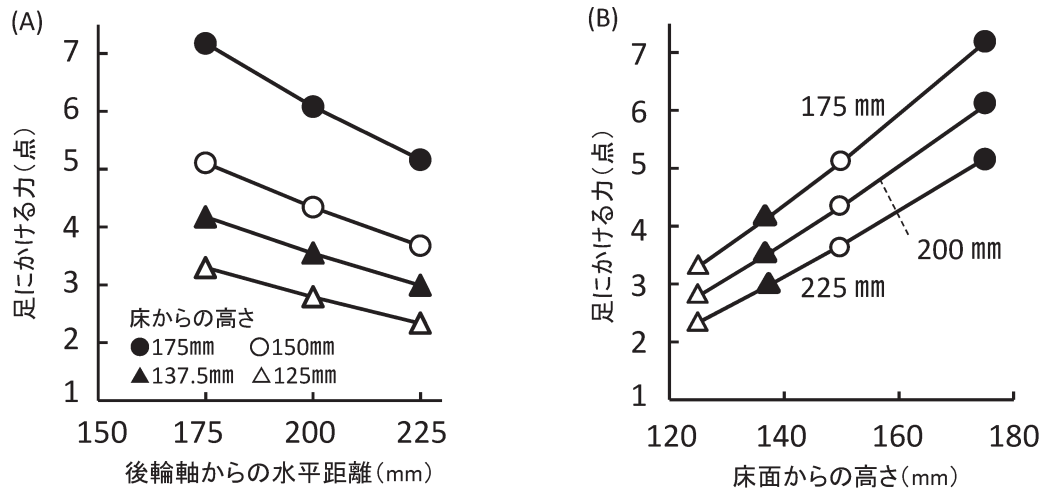


図5 股関節角度の影響を含めないシミュレーション結果
 (A) 後輪軸からの水平距離に対する特性、(B) 床からの高さに対する特性

踏力が増し、それが負担感増大の抑制となって表れるものと考えられた。股関節の踏力への影響については Hugh-Jones⁹⁾ が平座位投足姿勢で測定しており、膝関節角度が同じ場合は股関節角度が大きい方が踏力は大きいことを報告している。また飽和特性を示す別の理由として操作時の姿勢も考えられる。TPL を踏む際は TPL に掛けた脚を単に伸展させるだけではなく、支持脚の膝関節を屈曲させ腰を下げることで体重移動を利用することも多い。このことは、踏む脚の膝関節や股関節がある程度伸展したところであとはその伸展角度のままで TPL を踏み続けることを意味する。TPL の高さが高い範囲と低い範囲では伸展の程度が異なるが、例えば高さが 150mm と 175mm においては同程度の伸展とすれば、高い場合の負担感はあまり変化しないことになる。

4.2 TPL 位置と形状について

今回の実験では TPL を真正面で踏み込んで行ったが、現在の TPL 機構では股関節を外転させた状態で TPL を踏み込む。椅座位姿勢で前方や外側方へ踏み出す場合の踏力は、正面が最大で側方になるほど小さくなり、5 度で正面の 88%、10 度で 75%、20 度で 65% 程度まで減少する¹⁰⁾。今回使用した車いすの場合、身長 153cm では 12 度程度、170cm で 6 度程度の外転が必要なため、踏力は外転なしの場合より 9～7 割まで下がっていたと考えられる。また操作時の姿勢バランスも悪くなるため更に力を出しにくくなる。そこで望ましい TPL 形状を考えると、股関節はなるべく外転せず、踏面が踏み込む方向と直角にあり、足底との接触面の大きいものが望ましい。前後方向と高さに関する取り付け位置はシミュレーション結果でも後輪軸からの水平

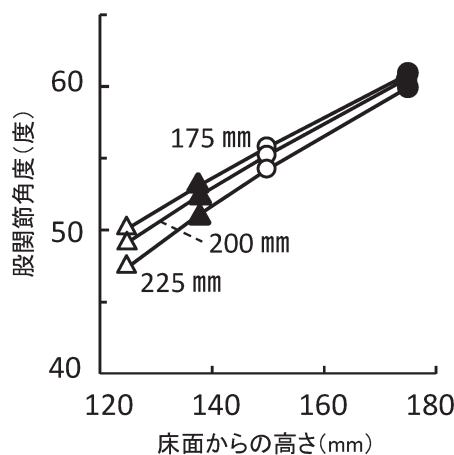


図6 ティッピングレバー高さと股関節角度の関係

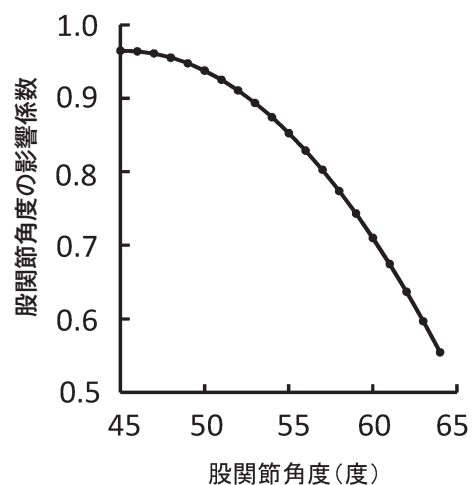


図7 股関節角度の影響を表す係数

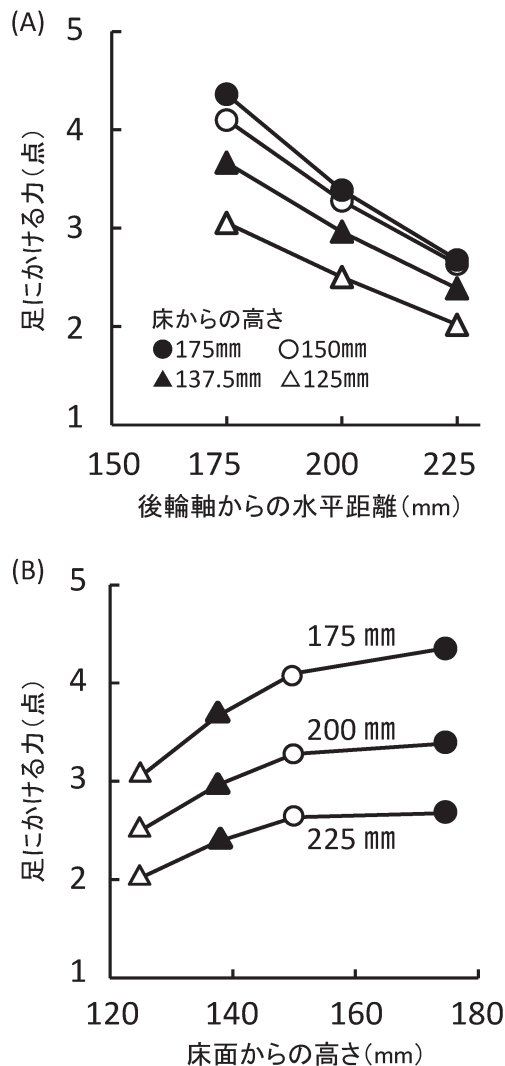


図8 股関節の影響を含めたシミュレーション

(A) 後輪軸からの水平距離に対する特性、(B) 床からの高さに対する特性。

距離 225mm、高さ 125mm が負担が少ないためこの位置とし、TPL 先端部の踏み板の角度を介助者の身長に合わせて踏み込む角度と垂直になるようにする。前輪が上がるにつれて踏み込む角度も変わるが、踏み板の角度が自由に変わると足首が固定せずかえって踏み難いので、踏板取り付け角度は固定がよいと考えられる。また移動する際には踏み板は介助者歩行の障害になるので跳ね上げ式などにして移動時には側方に収納しておく方式が良いと考えられる。

以上、TPL 位置と前輪上げ時の負担の関係を膝関節角度や股関節角度の影響を考慮に入れてシミュレーションにより検討したところ、高さについての非線形性は股関節角度がその要因になっていること

が示唆された。

付記

本研究の一部は平成 25 年度岡山県立大学特別研究費（独創的研究助成費）（研究代表者 田内雅規）によった。

参考文献

1. 内閣府（2013）. 平成 25 年度版高齢社会白書 第 1 章 高齢化の状況 第 1 節 高齢化の状況, p.2.
2. Cooper R.A. (2000). 車いすのヒューマンデザイン. 田中理, 大鍋寿一監訳, pp.1-16, 医学書院, 東京.
3. 中村孝文, 北濱由佳, 田内雅規, 平田宏一, 宮崎恵子 (2000). 上下肢の筋電図および身体動作からみた健常者による車いす操作特性の検討. 人間工学, 43(6) : 329-340.
4. 国土交通省 (2006). 高齢者, 障害者等の移動等の円滑化の促進に関する法律. 平成 18 年 6 月 21 日公布, 同年 12 月 20 日施行.
5. 荻島秀男 (1989). 第 3 章 2 節 車椅子の構造と機能. リハビリテーション医学全書 6 装具・自助具・車椅子 第 2 版, 荻島秀男編, pp.203-234, 医歯薬出版, 東京.
6. 日本規格協会 (2011). 附属書 2 (規定) 各部の名称とその種類. JIS ハンドブック 38 高齢者・障害者等アクセシブルデザイン, p.1090, 日本規格協会, 東京.
7. 中村孝文, 黒岡紀哉, 田内雅規 (2013). 車いす前輪上げ下げ動作におけるティッピングレバー位置と介助者の身体的負担との関係. 人間工学, 49(2) : 43-53.
8. P.H. リンゼイ, D.A. ノーマン (2007). 情報処理心理学入門 I. 中溝幸夫, 箱田裕司, 近藤倫明共訳, p.264, サイエンス社, 東京.
9. P. Hugh-Jones (1947). The effect of limb position in seated subjects on their ability to utilize the maximum contractile force of the limb muscles. J. Physiol., 105 : 332-344.
10. 正田 亘 (1997). 増補新版人間工学. p.97, 恒星社厚生閣, 東京.

Simulation analysis of the relationship between the position of tipping lever and physical load of caregivers to lift-up wheelchair front

TAKABUN NAKAMURA*, YUMI MIKAMI**, MASAKI TAUCHI*

**Department of Welfare System and Health Science, Faculty of Health and Welfare Science, Okayama Prefectural University, 111 Kuboki, Soja-shi, Okayama 719-1197 Japan*

***Graduate School of Health and Welfare Science, Okayama Prefectural University, 111 Kuboki, Soja-shi, Okayama 719-1197 Japan*

ABSTRACT

Purpose : In the present study, the causes of the subjective physical load to lift up casters were estimated by simulating the relationship between the positions of the tipping lever and the subjective physical load.

Method : The force to lift up casters was obtained analytically from mechanics equation of the relationship between three factors such as the position of the tipping lever, the strength and the direction of the force on the lever and the torque to lift up casters. The subjective physical load was given as the strength of quadriceps that extends the femoropatellar joint to generate force on the lever. The effect of hip joint angle was also used in the simulation.

Results : It had been shown that the measured physical load decreases linearly as the distance from the axis of propulsion wheel increases and that the saturation tendency of the force appears when the height of the lever reached to a certain height. The simulation results of the force obtained without regard for hip joint angle showed the same tendency as the subjective physical load for the distance from the axis. The nonlinearity obtained in the experiment, however, was not expressed by the simulation but by incorporating hip joint angle into the calculation, the result was approximated.

Conclusion : It appeared that the hip joint angle is one of the responsible factors of the nonlinear spatial distribution of the subjective physical load.

Keywords : manual attendant-controlled wheelchair, tipping lever, subjective physical load, simulation analysis, joint angle